

[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 00127318.3

[43] 公开日 2001 年 4 月 4 日

[11] 公开号 CN 1289915A

[22] 申请日 2000.11.9 [21] 申请号 00127318.3  
[71] 申请人 上海市气功研究所  
地址 200030 上海市零陵路 532 号  
[72] 发明人 张一和

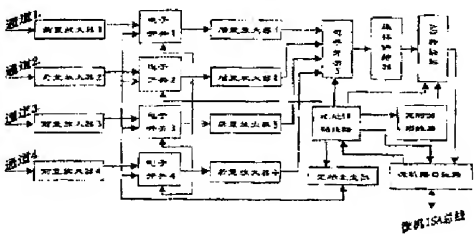
[74] 专利代理机构 复旦大学专利事务所  
代理人 陆 飞

权利要求书 2 页 说明书 12 页 附图页数 2 页

[54] 发明名称 练功程度评估方法及其装置

[57] 摘要

本发明涉及一种利用计算机测评气功练习者练功程度的方法及其装置,它以具有练功共性的教功者在练功前、中、后三过程中的呼吸、心电、左右脑电 4 路生理信号的全功率谱为模型,对相应的学功者的 4 路生理信号进行检测和 FFT 处理,再将两者的功率谱进行相关性运算,以两者功率谱的相似程度作为基本练功程度的定量评估依据。运用本发明对某些功法的练功者进行测评,与实际观察结果比较符合,表明本发明的可靠性和实用性。



ISSN 1008-4274

## 权 利 要 求 书

1、一种练功程度的评估方法，其特征在于步骤如下：

(一)建立评估模型：

(1)对某一功法的教功者进行练功前、中、后三过程中的呼吸、心电、左脑电和右脑电 4 路生理信号进行同步检测，检测结果分别作为 3 个时域文件存盘；

(2)将时域文件结果调出，进行 FFT 处理转换成全程功率谱，共 12 组功率谱，其结果分别作为 3 个时域文件存盘；

(3)将频域结果调出，对 4 路生理信号的全程功率谱翻页浏览，分析是否存在基本的练功共性，若存在，则继续，否则放弃；

(4)寻找此功法在 4 路生理信号上的功率谱特征，设计该功法的评估模型。

(二)对练功者进行检测与计算机评估：

(1)对相应的学功者以与教功者同样的方式进行练功 3 过程中 4 路生理信号的同步检测及 FFT 处理；

(2)将学功者 4 路信号在练功 3 过程中的功率谱分别与教功者的对应功率谱按评估方案中定义的频段与相关性运算方式作相关运算，然后根据评估方案中各信号、各练功过程、各频段间的定义的权系数以及加权方案对相关运算结果进行综合运算，最后得到包括综合评分、练功前、中、后的分别评分在内的评估结果。

2、根据权利要求 1 所述的练功程度评估方法，其特征在于对教功者和学功者的所有全功率谱分别分成  $M$  个特征频率， $M \leq 4$ ，确定各频段的上、下限，得到  $12M$  个特征频段范围，把教功者的 12 个特征频段内的功率谱作为运算模型，以每个学功者的相应的  $12M$  个特征频段内的功率谱作为运算样本，对两者进行相关性运算，得到  $12M$  个相关运算分值，作为每个运算样本评估的基本数据来源。

3、根据权利要求 2 所述的练功程度评估方法，其特征在于将练功者的练功群体与所有样本进行  $12M$  个相关运算的群体比较，根据比

较结果设计评估方案中的评估参数：12M 个特征频段各自的权系数、倍率数、练功 3 过程间的权系数及每个过程内 4 个生理信号间的权系数。

4、根据权利要求 1-3 所述的练功程度评估方法，其特征在于对 4 路生理信号进行 100HZ 采样，每路信号的采样长度为 32K，得到频响在 0-50HZ 内的 12 组功率谱。

5、根据权利要求 4 所述的练功程度评估方法，其特征在于对 4 路生理采样信号进行付里叶变换的公式为：

其中， $X(k)$  为频域信号， $x(n)$  为时域信号， $W_n=e^{-j\frac{2\pi}{N}kn}$  为旋转因子的复数表达式， $n$ 、 $k$  分别为时、频序列变量， $N$  为离散序列的长度，于是离散功率谱信号  $G(k)$  为：

6、根据权利要求 5 所述的练功程度评估方法，其特征在于教功者和学功者的二功率谱的相关运算采用相关系数，其计算公式为：

其中  $G1(k)$ 、 $G2(k)$  分别为教功者与学功者的某一信号的功率谱。

7、根据权利要求 5 所述的练功程度评估方法，其特征在于教功者和学功者的二功率谱的相关运算采用相关函数，其计算公式为：

其中  $G1(k)$ 、 $G2(k)$  同权利要求 6， $\Delta k$  为频点的偏移量。

8、一种练功程度评估装置，由主计算机、4 个生理信号检测卡和计算机软件组成，其特征在于信号检测卡由对应于 4 路生理信号的检测电路组成，每路信号的检测电路由前置放大器、电子开关、后置放大器组成，该 4 路信号分别与电子开关、采样保持器、AD 转换器、地址译码线路、定时分频线路、定标发生器、微机接口线路进行电路连接，然后与微机 ISA 总线连接。

9、根据权利要求 8 所述的练功程度评估装置，其特征在于计算机软件由下述功能块构成：数据采集功能块、数据存储功能块、数据重显与修补功能块、FFT 处理功能块、功率谱的迭加比较、练功三过程的功率谱比较、评估方案的设计、修改、打印功能块、相关运算与相关运算结果比较、评估结果的生成与检索、统计处理功能块。

## 说明书

## 练功程度评估方法及其装置

本发明涉及一种利用计算机测评气功练习者练功程度的方法及其装置。

气功作为一种以内练为主的自我身心锻炼方法，在我国已有数千年的历史。在医疗技术高速发展、体锻项目众多的今天，非但没有被自然淘汰，反而呈上升之势，简单易行及某些情况下有特殊疗效无疑是其主要原因。为此，多年来众多科研人员对气功的效应及机理，从生理、生化、免疫以及现代科学中的新三论等各个方面做了大量的研究，取得一定的进展，而总体上仍处于气功共性的局部解释水平。气功科学作为当代人体科学的重要组成部分，涉及的研究范围很广、难度很大，奢望短时期突破是不现实的。而与此同时，一些应用性项目对气功科研却有迫切的要求，譬如开办传授某种功法的医疗气功培训班，结业时无法对其掌握程度进行客观的考核；社会上众多的学功者经一段时间练习后希望对自己目前掌握程度有所了解；卫生行政部门颁发有关的结业证书等，都需要一种对练功者掌握某种功法的程度进行评估的手段。目前，国内外对练功过程的检测基本上都是对呼吸、心电、脑电等生理信号单项进行的，研究对象是练功的共性。事实上，由于不同的功法在这些信号的功率谱分布规律上存在很大差异，练功共性难以定量。因此，至今人们对练功程度的测评还没有一种科学、实用的方法。

本发明的目的在于提出一种能科学、实用地评估气功练习者练功程度的方法及其装置。

本发明提出的练功程度评估方法是以具有练功共性的某种功法教功者在练功的前、中、后三个过程中的呼吸、心电、左脑电及右脑电4项生理信号的全功率谱为模型，对相应学功者的4项生理信号进行检测和快速付里叶（FFT）处理，再将两者的4项生理信号功率谱进行相关性运算，以两者功率谱的相似程度作为基本练功程度的定量评估依据。

根据对一些气功师单项生理指标测试结果的进一步研究，下面的一些认识将作为本发明的基本出发点：

1、调心、调息、调身是练功的基本特征，但是具体到不同的功法有不同的侧重与规律。“三调”规律与功法直接相关，对不同的功

法考虑建立不同的功法模型。

2、练功者的调心、调息、调身是一种同步的、有机协调的自我身心锻炼行为，“三调”规律是一种同步状态下的规律，应采用同一时标轴下多路信号同时采集的检测方式。

3、练功者的调心、调息规律，必定会在自身的自发脑电、心电与呼吸的功率谱分布中有所反映，故可考虑采用这些普通的生理指标。

4、从检测角度考虑，被检测对象均属低频范畴，有的甚至接近0.1HZ以下的准直流，如呼吸中的基波等。由于无法排除检测时可能出现且将在功率谱中占较大比重的准直流伪迹，通常认为功率谱的绝对值是无意义的（准直流附近频段的研究还是要靠对时域信号的分析），有意义的一是准直流部分以上的信号频率，一是信号功率谱的相对分布规律。为此，功率谱的相关运算是一种非常适合的数学处理方式，某一频段的相关运算分值将主要正比于待比较的功率谱的相似程度而不是功率谱的绝对值差异。

基于此认识，本发明以受试者大脑顶部中央区左右侧的自发脑电、心电I导联、鼻部呼吸等四个生理信号为检测对象，以计算机控制下同一时标轴上四路时域信号同步采集的方式进行信号采样，以软件FFT（快速付里叶变换）形式将四路时域信号转换为频域信号，从而获得受试者四个生理信号的全程功率谱。

四路时域信号本身的特征、其信号功率谱的特征与相互间的同步规律、练功三过程中功率谱的变化规律将作为研究的三项主要内容。

采用在计算机上自定义评估方案的方式，根据对教功者的练功三过程及相应四信号的全程功率谱直观研究后获得的印象在计算机上设计评估方案，由计算机根据参照模型（教功者的功率谱），根据评估方案中的相关运算参数，对每个受试者的功率谱进行相关运算，再根据评估方案中的评估参数做评估运算，最终生成对每个受试者练功“得法”程度的客观评估结果。

因此，本发明提出的练功程度评估方法如下：

#### 1、建立评估模型

(1)对某一功法的教功者进行练功前、中、后三过程中四路生理信号进行同步检测，检测结果分别作为三个时域文件存盘。

(2)将时域结果调出，进行32K点的FFT处理转换成全程功率谱，共12组，分别作为三个频域文件存盘。

(3)将频域结果调出，对四路生理信号的全程功率谱翻阅浏览，分析基本的练功共性。若存在已知的练功共性则继续，否则放弃。

(4)寻找此功法在四路生理信号上的功率谱特征；设计此功法的评估方案与加权方案。四路信号的功率谱本身再加上为其设计的评估方

案与加权方案，组成了此功法的评估模型。

## 2、对练功者进行检测与计算机评估

(1)对相应的学功者以与教功者同样的方式进行四信号的同步检测以及 FFT 处理。

(2)将学功者四信号在练功三过程的功率谱分别与教功者的对应功率谱按评估方案中定义的频段与相关性运算方式做相关运算，然后根据评估方案中各信号、各练功过程、各频段间定义的权系数以及加权方案对相关运算结果进行综合运算，最后得到包括综合评分、练功前中后的分别评分在内的评估结果。

评估方案与加权方案在计算机上按规定的格式人工定义；整个评估过程由计算机自动进行；评估结果反映的是学功者与教功者在功率谱分布规律上的相似程度，以此作为对学功者掌握程度的评估依据。

下面对本发明的各步骤作进一步描述：

评估过程中基本数据来源的设计。本发明中，对教功者的全功率谱（各小组），分别分成  $M$  个特征频段（ $M \leq 4$ ），确定各频段的上、下限，得到  $12M$ （ $12M \leq 48$ ）个特征频段范围。把教功者的  $12M$  个特征频段内的功率谱作为运算模型，以每个学功者的相应的  $12M$  个特征频段内的功率谱作为运算样本，对两者进行相关（相似度）运算，得到  $12M$  个相关运算分值，作为每个运算样本评估结果的基本数据来源。

评估方案中评估参数的设计——设置二个群体，例如教功者对应的练功群体与所有的其他样本，进行  $12M$  个相关运算分值的群体比较。根据比较结果设计评估方案中的评估参数，即  $12M$  个特征频段各自的权系数与倍率数、练功三过程间的权系数及每一过程内四信号间的权系数等，目的是强化相关运算结果中比值高的特征频段，弱化比值低的特征频段，提高该功法练功者的整体评估分值。

加权方案的设计——分析教功者的练功群体与所有其他样本的相关运算结果，是否与直观研究获得的印象整体相符。必要时可设置加分（也称加权）方案，即设置四信号某过程某特征频段的加分阈值与加分指数，其目的同样是期望提高该功法练功者的整体评估分值。

最后，计算机将根据基本数据来源，根据评估方案中的评估参数及加权方案，自动生成对每个样本的评估结果。每个样本的评估中包括四个信号在练功前、中、后的 12 项综合评分、练功前、中、后的 3 项综合评分以及总的练功“得法”程度综合评分。

这里需要指出的是：评估方案中各特征频段的倍率数定义，影响的是全部样本的整体评估分值的大小，而评估方案中各特征频段范围的定义、各特征频段的权系数定义、各特征频段的相关运算参数的定义、加权方案的设计等起到的则是强化某功法练功群体的评估分值，弱化其他样本群体的评估分值的作用，但其前提首先是，该功法练功

群体与其他样本比较，在这些特征频段确有功率谱分布规律上的特征，其次是评估方案设计得当，二者缺一不可，否则强化或弱化的是全部样本，没起到任何作用。此外也可看到，评估分值的大小仅对同一评估方案与同一功法模型下的全部样本之间具有可比性，不同评估方案或不同功法模型的下的评估分值是没有可比性的。

本发明中，4路生理信号以100HZ采样，每路信号的采样长度为32K点，得到的是频响在0~50HZ范围在内的12组功率谱。由于每组功率谱最多分为4段（ $M \leq 4$ ），所以评估方案中可设计的特征频段最多为48个（ $12M \leq 48$ ）。权系数的设计包括三个层次：一是练功者三过程（前、中、后三种状态）的权系数设计；二是每个过程中4路生理信号的权系数设计；三是每组功率谱中各频段间的权系数设计，所以权系数共有 $1+3+12=15$ 组，每组权系数之和为100%。

计算机评估时首先按12M个特征频段的上下限，取模型与受试者的功率谱段，按该段内定义的运算方式进行二者间的相似度运算，得到数值在0-1间的相关运算结果，共计12M个。随后分别取第三层的12组计12M个权系数与12M个相关运算结果相乘，将每条功率谱中四个特征频段的相乘结果累加。以同样的方式，在每一时段的四路信号间、在练功三时段间分别进行第二与第一层的权系数分配，最终获得数值在0-100间的各练功时段评估分数与总的综合评估分数。

下面对本发明使用的付里叶变换运算（FFT）及功率谱相似度运算作进一步具体说明。

付里叶变换的基本计算公式及说明

离散信号付里叶变换的计算公式为：

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) W_N^{nk}, \quad k=0,1,\dots,N-1 \quad \text{---- (1)}$$

其中：X(K)为频域信号，x(n)为时域信号， $W_N = e^{-j(2\pi/N)}$  为旋转因子的复数表达式，n、k分别为时、频序列变量，N为离散序列的长度

$$G(k) = \{ \text{Re}^2 [X(k)] + \text{Im}^2 [X(k)] \}^{1/2}, \quad k=0,1,\dots,N-1 \quad \text{---- (2)}$$

其中：G(K)为离散功率谱信号，即频域信号X(K)的模

本发明对式(1)采用了时间抽选的快速付里叶算法，将需 $N^2$ 次复数加、乘的N点付氏运算转化为仅需 $N \log_2 N$ 次复数加、乘的 $N/2$ 个2点的付氏运算，利用旋转因子的对称性与周期性将乘法次数再减半，共 $\log_2$ 层、每层N次复数加与N、2次复数乘的蝶形运算通式可表述为：

$$X_{m+1}(p) = X_m(p) + W_N^r X_m(q)$$

$$X_{m+1}(q) = X_m(p) - W_N^r X_m(q)$$

其中:  $m$ 、 $r$  分别为运算层数的序列量与变量,  $r = 1, 2, \dots, \log_2 N$   
数学模型可描述为:

(1) 采用同址计算, 分别设置  $N$  个实数与虚数的暂存单元, 每单元为 4 字节的单精度数。

(2) 将采样获得的  $N$  点时域信号倒序。

(3) 进行  $\log_2 N$  层的计算机迭代, 每层进行  $N/2$  次蝶形运算, 每次蝶形运算中进行 2 次复数加与 1 次复数乘。

(4) 对付氏变换获得的正序频域信号的实部与虚部按式 (2) 进行求模运算, 最终获得正序的离散功率谱信号。

本发明对每一练功过程的四路生理信号用时分多路方式统一进行 100HZ、约 328 秒的采样, 序列长度  $N$  为 32768, 所以采用时间抽选的快速付里叶算法后, 复数加的次数是  $N \log_2 N$ , 复数乘的次数是  $(N/2) \log_2 N$ , 比式 (1) 中表述的各  $N^2$  次, 加、乘次数分别减少了 2000 余倍与 4000 余倍。

## 2、功率谱的相似度运算

### (1) 功率谱的相关系数

设  $G_1(k)$  与  $G_2(k)$  分别为教功者与学功者的某一信号功率谱,  $\varepsilon$  为二者间能量误差, 则有:

$$\varepsilon = \sum_{k=0}^{N-1} [G_1(k) - a G_2(k)]^2, \quad \text{---- (3)}$$

$a$  为倍率常数,  $N$  为任一频域区间内的频点数。为使  $\varepsilon$  最小, 可对  $a$  求导数, 并令其为 0:

$$d\varepsilon / da = 2 \sum_{k=0}^{N-1} [G_1(k) - a G_2(k)] [-G_2(k)] = 0, \quad \text{---- (4)}$$

$$a = \frac{\sum_{k=0}^{N-1} [G_1(k) G_2(k)]}{\sum_{k=0}^{N-1} [G_2(k)]^2}, \quad \text{---- (5)}$$

式 (5) 代入式 (3), 化简后可得:

$$\varepsilon = \sum_{k=0}^{N-1} [G_1(k)]^2 - \left[ \frac{\sum_{k=0}^{N-1} G_1(k) G_2(k)}{\sum_{k=0}^{N-1} [G_2(k)]^2} \right]^2 \sum_{k=0}^{N-1} [G_2(k)]^2, \quad \text{---- (6)}$$

令相对能量误差为:

$$\varepsilon / \sum_{k=0}^{N-1} [G_1(k)]^2 = 1 - (\rho_{12})^2, \quad \text{---- (7)}$$

$$\text{其中: } \rho_{12} = \frac{\sum_{k=0}^{N-1} G_1(k) G_2(k)}{\left\{ \sum_{k=0}^{N-1} [G_1(k)]^2 \sum_{k=0}^{N-1} [G_2(k)]^2 \right\}^{1/2}}, \quad \text{---- (8)}$$

称为功率谱  $G_1(k)$  与  $G_2(k)$  的相关系数。



## (2)功率谱的相关函数

基于  $G_1(k)$  与  $G_2(k)$  均为实功率谱, 设  $\tau$  为频点的偏移量, 二个信号功率谱基于  $\tau$  的相关函数可定义为:

$$R_{12}(\tau) = \sum_{K=0}^{N-1} G_1(k)G_2(k - \tau), \quad \text{---- (9)}$$

称为功率谱  $G_1(k)$  与  $G_2(k)$  基于频移  $\tau$  的互相相关函数。

二个功率谱进行相似度运算时所需的频域区间、频点长度  $N$ 、求相关系数还是相关函数、功率谱的滤波时间常数等参量, 以及评估时所需的各练功过程与各信号功率谱的权系数, 都将在对各过程各功率谱的分布规律及综合规律进行比较研究后, 以计算机能够辨识的方式定义在相应的计算机评估方案中。

计算机评估时以各段功率谱的相似度运算结果为基础, 结合权系数群进行分值的分配运算, 最终获得 0-100 分值范围的评估结果。

本发明方法在计算机上的实现步骤框图见图 1 所示。

本发明还设计了实现上述评估方法的相应装置。它包括主计算机、4 路生理信号检测卡和计算软件组成。其中, 4 路生理信号检测卡的框图见附图 2 所示。该检测卡由 4 路生理信号的检测电路组成, 每路信号的检测电路由前置放大器、电子开关、后置放大器组成, 该 4 路信号线路分别与电子开关、采样保持器、AD 转换器、地址译码线路、定时分频线路、定标发生器、微机接口线路进行电路电接。然后与微机 ISA 总线连接。

检测的主要性指标为:

1. 各通道的频率响应范围为 0.05HZ—100HZ 间可调;
2. 各通道的增益为 0—60DB 内可调;
3. 各通道的共模抑制比为 100DB;
4. 12BIT 的 A/D 转换精度, 转换速率为 35  $\mu$ S, 转换后的量化误差  $< 0.6$ mV;
5. 模拟信号的输入范围为 0-5V, 定标为基频 2.5HZ、峰峰值 50mV 的模拟心电;
6. 微机接口为 8 位数据线的计算机标准工业总线 (ISA 总线)。

此检测卡可直接进行四路 mV 级生理信号的采集, 如心电、呼吸等, 而对与  $\mu$ V 级的脑电则需加接 40-60DB 增益的直流放大器, 也可从现成的脑电图机或生理记录仪的前置输出插口上引出。本装置中的二路脑电从上海医用电子仪器厂生产的 SJ-41 型多道生理记录仪的前置输出插口上引出。

本发明装置中的软件主要根据本发明方法的实现步骤框图进行设计。

软件除实时控制采用 C++ 语言外, 其余部分全部采用

VisualBasic5.0 高级语言编程，数据库采用的是 Microsoft Access 格式，编译后生成的可执行程序可直接在 Windows95 或 Windows98 环境下使用。以主菜单、子菜单及窗口的形式逐层展开，操作方便灵活。其主要功能块有：

#### 1. 数据采集功能块

通道数 1-4 内可选；采样频率 0.01HZ-2000HZ 间可选；采样时间 1 秒-10 小时可选；时域文件长度允许 >64K。采样过程中通过屏幕软开关可动态操作的有：过程监视与否随时可选；采样暂停或继续随时可选；可随时关闭或打开某一通道；可随时改变波形的显示增益或上下移动；可随时改变显示窗口的大小等，采样中的上述操作对正在进行的数据采样无任何影响。

#### 2. 数据存储功能块

每个受试者的练功三过程以三份时域文件的形式存储；FFT 转换后则以另外的三份频域文件的形式存储；每份评估方案均以评估文件的形式存储；受试者的简况、相关运算的结果、评估结果等分别以一个数据库中的三种表格的形式存储。

#### 4. FFT 处理功能块

FFT 的运算点数为 2 的 9-16 次方内可选；可对时域信号进行单个或成批的 FFT 处理，并自动建频域文件目录归类存储。在时钟频率为 300M 的 PC-586 微机上进行一次 32K 点 FFT 处理的时间约 9 秒。

#### 5. 功率谱的迭加比较

可任选一个练功过程且指定一个样本模型与一组任意样本，进行模型功率谱与样本组迭加功率谱在同一频率轴下的比较。支持频率轴任意扩展收缩、功率谱任意放大缩小、前后翻页、首页尾页等比较操作；同时允许自定义频段范围，并即刻求出比较对象在该频段内的二个能量百分比；横坐标上的频率刻度跟踪鼠标的位移进行定位显示，点击鼠标可将频率指示粘贴在屏幕上；可进行图形打印。

#### 6. 练功三过程的功率谱比较

可通过文件检索任选一受试者进行练功三过程的功率谱比较。与上述一样，支持频率轴任意扩展收缩、功率谱任意放大缩小、前后翻页、首页尾页等比较操作；同时允许自定义频段范围，并即刻求出比较对象在该频段内的二个能量百分比；横坐标上的频率刻度跟踪鼠标的位移进行定位显示，点击鼠标可将频率指示粘贴在屏幕上；可进行

图形打印。

### 7. 评估方案的设计、修改、打印功能块

评估方案在设计中需指定作为相关运算模型的样本号，内容应体现模型样本的功率谱特征与规律，应体现该练功群体在练功三过程及其在各通道上的功率谱的共同特征。

可在屏幕上进行各练功过程各信号通道各 4 个特征频段，共 48 个特征频段各自的频率上限、频率下限、相关运算参数（包括相关系数或函数的选择、相关运算前是否减均值的选择、滤波常数的设置等）、权系数、倍率数等评估方案内容的设计，以及内容的修改及整个方案的打印。

### 8. 相关运算与相关运算结果比较

可在选择样本模型、评估方案以及准备比较的一个任意样本组后，进行该群体中每个样本分别与样本模型间的相关运算，运算时计算机在评估方案中仅取定义的特征频段上、下限及运算参数等有关相关运算的部分，结束后将结果存储。

在把某次相关运算结果从数据库中调出来后，可任意选择并组成二个比较群体，以便进行二群体的相关运算结果比较，可将比较结果打印出来。

### 9. 评估结果的生成与检索

在把某次相关运算的结果从数据库中调出来后，计算机将结合评估方案设计中有评估部分，即权系数与倍率数集合及加分方案，与之一起生成评估结果。当在屏幕上填写加权方案后（包括指定的过程、通道、频段号、相关结果阈值及加权指数），计算机认为加权方案存在，考虑其作用，反之不考虑。每个样本的评估结果是一个数组，包括练功前、中、后各自四通道的 12 个研究对象的评估分数，称为分项评估数，以及练功前、中、后与综合评分共 4 项评估分数，成为总项评估分数。

评估结果检索，是通过样本号上下限、模型号、评估文件名、功法名、受试者的性别或年龄、某总项评估分数上下限等检索因子的设置，把相应群体的评估结果检索出来。可按该群体的总项评估分数或分项评估分数分类检索后打印出来。

## 10、统计处理功能块

在此功能块中，计算机可对研究者所选择的检索因子而检索出来的二个群体的 4 个总项评估分数，分别求各自的均值、标准差、标准误、T 值，并根据事先存储在计算机内的 T 值表求相应的 P 值。可把统计处理的结果打印出来。

图 1 为本发明对练功程度评估流程框图。

图 2 为本发明装置 4 路生理信号检测卡电路框图。

实测例子。

本发明方法及其装置，对 90 例样本进行检测评估。具体过程和结果如下：

### 1、人体检测方法与样本组成

所有人体检测在屏蔽室内进行。受试者呈卧姿，头戴海绵大耳机隔音。二路脑电检测电极置于耳机架上，对准受试者头顶中心区的左右两侧，二个参考电极置于左右耳垂；心电检测电极置于左右手腕内侧，参考电极在右脚腕内侧；呼吸探头为热敏传感器，装在耳机的麦克风软管上，置于受试者的鼻孔下方。要求受试者测试前安静 10-15 分钟，测试中静卧、闭眼、用鼻呼吸，要求受试者练功前、中、后三阶段各进行 10 分钟，三阶段均为先间隔 5 分钟，共测试 15 分钟。

采样频率设定为 100HZ，数据字长为 2 字节，对四个通道同时采样，每个练功过程将采样 12 万次，存盘后的时域文件长度为 235K。为每个受试者建立练功前、中、后三个时域文件作为原始记录。

样本组参见以下表格：

练功状况	样本数	男性	女性	教功者情况	平均年龄	平均练功年数
金丹功	12	1	11	男，75 岁，练功 40 年	$61.08 \pm 8.81$	$2.17 \pm 2.22$
内丹功	13	13	0	女，44 岁，练功 20 年	$43.46 \pm 9.78$	$1.88 \pm 0.55$
沈昌功	12	5	7	无	$50.67 \pm 10.1$	$3.25 \pm 2.05$
其他功	10	6	4	无	$51.40 \pm 11.8$	$8.05 \pm 9.34$
练功合计	47	25	22		$51.28 \pm 11.7$	$3.62 \pm 5.00$
不练功者	41	36	5	无	$22.39 \pm 3.99$	$0.00 \pm 0.00$
总计	88	61	27		$37.89 \pm 16.9$	$1.93 \pm 4.07$

## 2、进行计算机分析处理

在上述 90 例样本的检测完成后，首先是用软件的数据重显功能将各样本在各练功过程中的时域文件逐个调出来，逐页翻看。屏幕上有时间刻度，当屏幕窗口宽度被拉在 500 个象素点时，一个页面上是 5 秒钟的原始信息，一个时域文件是 60 页。当然，也可用软件的时间轴压缩功能减少页数，甚至把整个文件压缩在一个页面上。除直接研究时域信号的特点之外，观看的另一个目的是检查时域信号中是否有大幅度的突变性干扰信号，一旦发现应使用软件的波形修补功能将其删除，否则将对其转换后的功率谱产生很大的影响。

将 90 个样本的 270 个时域文件用软件的 FFT 处理功能成批的转换成频域文件。FFT 的运算点数为 2 的 9-16 次方内可选。当 FFT 运算长度小于时域信号长度时，计算机顺次截取等长的时域信号运算并将 FFT 运算结果迭加平均，反之计算机则从时域信号的开头取自身来补足 FFT 运算长度。本研究中选择的是 15 次方，即长度为 32K 点的 FFT 运算，而每通道的时域信号长度约 30K，所以后面的 2K 取自身的开头部分补充。

本研究中分别以金丹功练功者与内丹功练功者为实验组，分别以非金丹功与非内丹功的各功法群体为相应的对照组。为此，接下来用软件的功率谱重显功能，研究二位教功者的四信号功率谱；用软件的练功过程功率谱比较功能，对二位教功者练功前、中、后的功率谱进行比较；用软件的功率谱迭加比较功能，将金丹功教功者的功率谱与所有金丹功练功者的迭加功率谱进行比较；将内丹功教功者的功率谱与所有内丹功练功者的迭加功率谱进行比较。

通过对教功者全程功率谱的研究以及对教功者与相应练功者迭加功率谱的比较，基本上能发现教功者与练功者在某些频段上的共有特征，如果存在的话。以教功者的功率谱特征为主，结合教功者与其练功者的共有特征，把这些特征频段定义在相应的金丹功与内丹功的评估方案中，并根据每段的功率谱特征定义相关运算参数，即先设计好评估方案中有关运算的部分。

在软件的相关运算功能中，以教功者的功率谱为模型，指定相应的评估方案，选取所有的 90 个样本为比较样本，进行相关运算。金

丹功与内丹功先后进行，其运算结果存入数据库时被计算机按先后编上相关运算组号。

指定相关运算组号将以某功法为模型的全部样本的相关运算结果调出来，选择相应练功者的样本号为一个群体，所有的其他样本号为另一个群体（本教功者除外），用软件的相关运算结果比较功能进行群体比较。相关运算值的范围本应在-1 至 1 之间，为节约显示与打印的位数以及分析时更直观，软件将其扩展了 100 倍，代替了生成评估结果时将要扩展的 100 倍。

根据得到的二群体在各特征频段的相关运算分值及比值，继续完成相应评估方案中有关生成评估结果部分的参数设计，即各特征频段的倍率数与权系数及加权方案。倍率数的设计主要用以调整全部样本的整体评估分值，而权系数的设计与另一个可选可不选的加权方案的设计则可达到使比较的二全体的整体评估分值互相间拉开距离的目的，如前面已指出过的那样，只有二群体在某练功过程某通道某特征频段的功率谱确实有差异才能被拉开，而且差异越大越容易被拉开。这正是评估方案设计所要达到的目的。

根据打印出来的相关运算结果，分析某功法练功群体在某些过程某通道某特征频段的相关运算值的大小与平衡特点，试设计并填入加权方案，试生成全部样本的评估结果，观察屏幕上显示的加分情况，反复实验，以该功法的练功者整体受益为目标，最终确定加权方案。

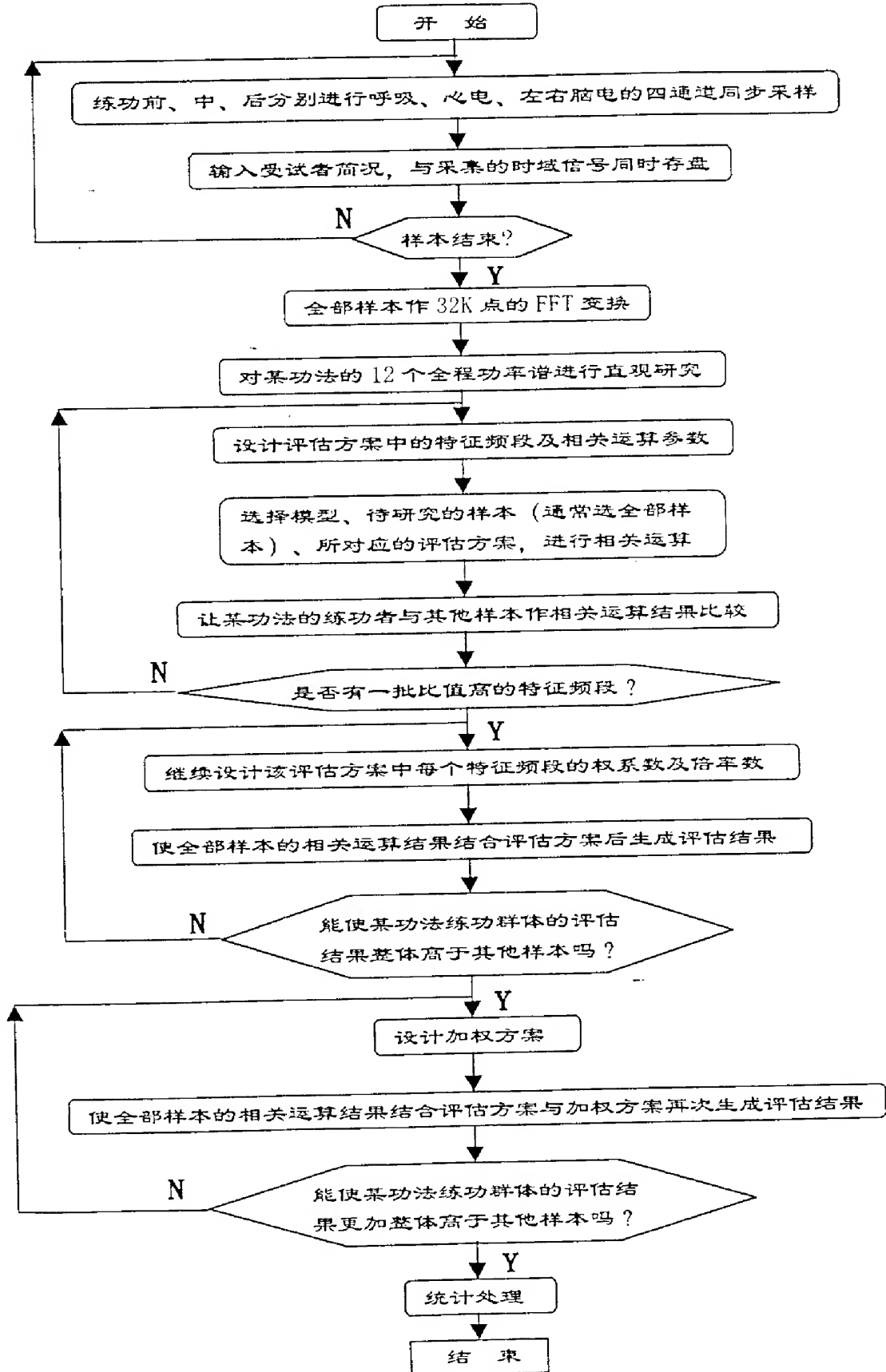
再次指定相关运算组号将以某功法为模型的全部样本的相关运算结果调出来，用软件提供的生成评估结果的功能，由计算机结合已完善过的相应的评估方案，结合当场填入的加权方案（如果已填写），生成以某功法为模型，以其评估方案或再加上加权方案为运算准则的全部样本的评估结果，包括 4 个总项评估分值与 12 个分项评估分值。至此，对检测结果的分析与处理基本完成。

最后用软件的统计处理功能进行群体评估结果的比较，在检索类别中输入评估方案的名称，在比较类别中输入二个不同练功功法的群体名称，计算机将把这二个群体检索出来并进行 T 值检验及显著性分析。

对照计算机最终生成的对各练功者的评估结果，及群体比较的统

计处理结果，与实际观察分析所获得感觉及程度是相符的，针对二位教功者表现在呼吸、心电、脑电的功能特征所建立的特定模型基本上是准确的。这表明本发明提出的定量评价方法是成功的。

图一





图二

